

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 05-146406A

(43)Date of publication of application : 15.06.1993

(51)Int.Cl.

A61B 3/107

(21)Application number : 03-051146

(71)Applicant : INTELLIGENT SURGICAL  
LASERS INC

(22)Date of filing : 15.03.1991

(72)Inventor : BILLE JOSEF F

(30)Priority

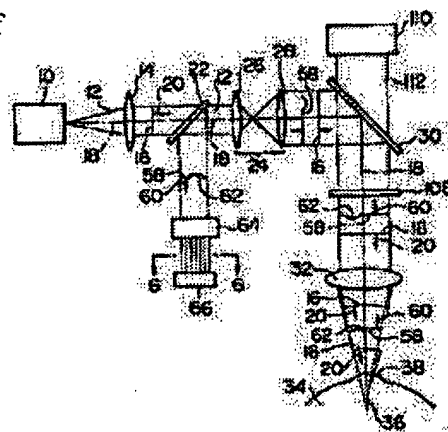
Priority number : 90 494683 Priority date : 16.03.1990 Priority country : US

## (54) DEVICE AND METHOD FOR MAPPING TOPOGRAPHY OF SUBJECT BODY

(57)Abstract:

**PURPOSE:** To provide a device for mapping topography of an eye uniformly and homogenously for the whole surface of a cornea, and mapping form of the eye which is uniformly correct to all the parts of a front surface of the cornea.

**CONSTITUTION:** A device for mapping topography of a cornea 38 of an eye has a light source 10 for directing single color light beams provided with flat wave fronts and set parallel onto the cornea 38. An objective lens 32 to converge the flat wave fronts toward the cornea 38 as converging spherical wave fronts is positioned between the light source and the cornea 38. The light beam reflected from the cornea 38 returns through the objective lens 32 to provide topography of the cornea 38. Reflected wave fronts 58 having deviation from the flat wave fronts generated by irregularity on the cornea 38 are generated. Next, the reflected wave fronts 58 are converged to a pattern to express deviation to be used for mapping the topography of the cornea 38 as a form of a segment by a lens array 64.



(19)日本国特許庁(J P)

(12) 公開特許公報(A)

(11)特許出願公開番号

特開平5-146406

(43)公開日 平成5年(1993)6月15日

(51)Int.Cl.<sup>1</sup>

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

A 6 1 B 3/107

7807-4C

A 6 1 B 3/ 10

C

審査請求 未請求 請求項の数21(全 8 頁)

(21)出願番号 特願平3-51146

(22)出願日 平成3年(1991)3月15日

(31)優先権主張番号 4 9 4 6 8 3

(32)優先日 1990年3月16日

(33)優先権主張国 米国(U S)

(71)出願人 591052206

インテリジェント サージカル レーザー

ズ インコーポレーテッド

アメリカ合衆国カリフォルニア州, サンデ

イエゴ, スウィート 1, イグゼクティブ

ドライブ 4520

(72)発明者 ジョセフ エフ. ビレ

アメリカ合衆国 カリフォルニア州, ラン

チョ サンタ フェ, ビア マデラ サー

カ 16119

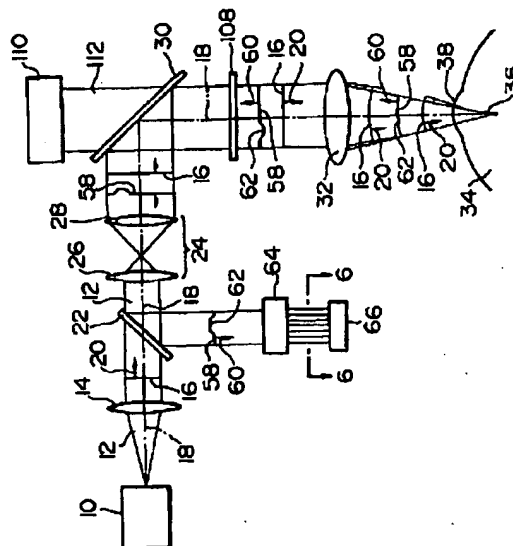
(74)代理人 弁理士 浅村 皓 (外3名)

(54)【発明の名称】 対象物のトポグラフィをマッピングする装置と方法

(57)【要約】 (修正有)

【目的】角膜の面全体を均一等質的にマッピングする、目のトポグラフィをマッピングする装置を提供する。別の目的は角膜の前面の全ての部分に対して均等に正確である目の形状をマッピングする装置を提供すること。

【構成】目の角膜38のトポグラフィをマッピングする装置は平坦な波頭を有することを特徴とする平行とされた単色光線のビームを角膜上に指向するための光源10を有する。光源と角膜の間には前記の平坦な波頭を収斂する球形の波頭として角膜に向かって集光させる対物レンズ32が位置している。角膜から反射された光線は対物レンズを通して戻り、角膜のトポグラフィを示す、角膜上の不規則によって生じた平坦波頭からの偏差を有する反射した波頭58を発生させる。次いで、この反射した波頭はレンズアレイ64によりセグメントの形で角膜のトポグラフィをマッピングするために使用する偏差を表わすパターンに集光される。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 対象物のトポグラフィをマッピングする装置において、

所定の曲率の指向性波頭を有することを特徴とする平行とされた単色光線のビームを発生させる手段と、

前記ビームを前記対象物に向かって指向する手段と、

前記トポグラフィを示す反射された波頭を有することを特徴とする前記対象物により反射された前記ビームの光線を受け取る手段と、

前記の反射した波頭をセグメントの形で集光し前記の指向性波頭からの前記の反射した波頭の偏差を検出して前記トポグラフィをマッピングする手段とを含むことを特徴とする対象物のトポグラフィをマッピングする装置。

【請求項2】 前記のビームを発生する手段がレーザダイオードと前記ダイオードにより放射された光線を平行にするコリメートレンズとを含むことを特徴とする請求項1に記載の対象物のトポグラフィをマッピングする装置。

【請求項3】 前記のビームを発生する手段が白熱ランプとスペクトルフィルタとからなり、前記スペクトルフィルタは前記ランプからの単色光線を前記対象物に向かって通すように位置していることを特徴とする請求項1に記載の対象物のトポグラフィをマッピングする装置。

【請求項4】 前記対象物が目の角膜であることを特徴とする請求項1に記載の対象物のトポグラフィをマッピングする装置。

【請求項5】 所定の曲率の前記の指向性波頭が平坦な波頭であり、前記装置が前記の平坦な波頭を前記対象物に入射する球形の収斂した波頭に変換するための対物レンズを含むことを特徴とする請求項1に記載の対象物のトポグラフィをマッピングする装置。

【請求項6】 前記対象物が概ね球形の面を有し、対物レンズが前記ビームを前記面の曲率中心へ集光するように位置していることを特徴とする請求項5に記載の対象物のトポグラフィをマッピングする装置。

【請求項7】 前記ビームを前記対物レンズを充たすよう適合させる望遠ユニットをさらに含むことを特徴とする請求項6に記載の対象物のトポグラフィをマッピングする装置。

【請求項8】 前記のセグメントの形で集光する手段が電荷結合素子と、前記の反射した波頭を集中して受け取るように位置した複数の円柱レンズを有し、前記円柱レンズの各々に入射する光線を個々に前記電荷結合素子に集光させ前記トポグラフィを示すパターンを前記電荷結合素子上に生成するレンズアレイとからなることを特徴とする請求項5に記載の対象物のトポグラフィをマッピングする装置。

【請求項9】 前記レンズアレイが複数の並置した円柱レンズを有する第1の層と、複数の並置した円柱レンズを有する第2の層とからなり、前記第1の層がそれぞれ

の円柱レンズを概ね相互に対して垂直にさせて前記第2の層に隣接していることを特徴とする請求項8に記載の対象物のトポグラフィをマッピングする装置。

【請求項10】 前記の反射した波頭を前記レンズアレイに向かって指向させるビームスプリッタをさらに含むことを特徴とする請求項8に記載の対象物のトポグラフィをマッピングする装置。

【請求項11】 前記の反射した波頭を前記レンズアレイに向かって指向する偏光ビームスプリッタと四分の一波プレートとをさらに含み、前記偏光ビームスプリッタが前記対物レンズとビーム発生手段との間で前記ビーム上に位置し、前記四分の一波プレートが前記対物レンズと前記偏光ビームスプリッタとの間で前記ビームに位置していることを特徴とする請求項8に記載の対象物のトポグラフィをマッピングする装置。

【請求項12】 対象物のトポグラフィをマッピングする装置において、

光源と対象物との間を延びている光軸に沿って、所定の曲率を有する指向性波頭を有することを特徴とする平行とされた単色光線のビームを指向する光源と、

前記光軸に位置し、トポグラフィを示す前記指向性波頭からの偏位を有する反射した波頭を有することを特徴とする前記対象物から反射された光線を前記光軸からそらせるビームスプリッタと、

前記の反射した波頭を集散的に受け取り、各々のレンズに入射する光線を個々に集光して前記トポグラフィをマッピングする複数のレンズを備えたレンズアレイを有する検出器とを含むことを特徴とする対象物のトポグラフィをマッピングする装置。

【請求項13】 前記光源がレーザダイオードと前記ダイオードにより放射された光線を平行にするコリメータレンズとからなることを特徴とする請求項12に記載の対象物のトポグラフィをマッピングする装置。

【請求項14】 前記光源は白熱ランプとスペクトルフィルタとからなり、前記スペクトルフィルタは前記ランプからの単色光線を前記対象物に向かって通すよう位置されていることを特徴とする請求項12に記載の対象物のトポグラフィをマッピングする装置。

【請求項15】 前記対象物が目の角膜であることを特徴とする請求項12に記載の対象物のトポグラフィをマッピングする装置。

【請求項16】 所定の曲率の前記指向性波頭が平坦な波頭であり、前記装置が前記の平坦な波頭を前記対象物に入射する球形の収斂する波頭に変換する対物レンズをさらに含むことを特徴とする請求項12に記載の対象物のトポグラフィをマッピングする装置。

【請求項17】 前記レンズアレイが複数の並置した円柱レンズを有する第1の層と、複数の並置した円柱レンズを有する第2の層とからなり、前記第1の層がそれぞれの円柱レンズを概ね相互に垂直させて前記第2の層に

隣接して位置し、前記検出器がさらに電荷結合素子からなり、前記レンズアレイは光線を前記電荷結合素子に集光させ前記トポグラフィを示すパターンを電荷結合素子の上に集中させるように位置していることを特徴とする請求項16に記載の対象物のトポグラフィをマッピングする装置。

【請求項18】 前記の反射した波頭を前記レンズアレイに向かって指向するビームスプリッタをさらに含むことを特徴とする請求項17に記載の対象物のトポグラフィをマッピングする装置。

【請求項19】 前記の反射した波頭を前記レンズアレイに向かって指向する偏光ビームスプリッタと四分の一波プレートとをさらに含み、前記偏光ビームスプリッタが前記対物レンズとビーム発生手段との間で前記ビームに位置し、前記四分の一波プレートが前記対物レンズと前記偏光ビームスプリッタとの間で前記ビームに位置していることを特徴とする請求項17に記載の対象物のトポグラフィをマッピングする装置。

【請求項20】 対象物のトポグラフィをマッピングする方法において、

所定の曲率の指向性波頭を有することを特徴とする平行とされた単色光線のビームを発生させ、

前記ビームを前記対象物に向かって指向し、

前記トポグラフィを示す反射した波頭を有することを特徴とする、前記対象物により反射された前記ビームの光線を受け取り、

前記の反射した波頭をセグメントの形で集光して前記指向性波頭に対する前記の反射した波頭の偏差を検出して前記トポグラフィをマッピングする過程を含むことを特徴とする対象物のトポグラフィをマッピングする方法。

【請求項21】 前記の指向性波頭を前記対象物に入射する収斂する球形の波頭に変換するステップをさらに含むことを特徴とする請求項20に記載の対象物のトポグラフィをマッピングする方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は一般的には眼科器具に関する。特に、本発明は人間の目の角膜のトポグラフィを測定し、かつ検出する眼科器具に関する。本発明は、専用のではないが特に、目の角膜全体トポグラフィを均等な精度と均一な正確さで等質的にマッピングするのに有用である。

【0002】

【従来の技術】 現在レーザ器具を用いることにより眼科手術を実施しうる精度が上がったので、これらの器具の能力と可能性とを完全に引き出すことができる精度で角膜のトポグラフィを検出することが益々重要になってい

る。さらに、レーザ器具を最も有効に採用するためには角膜の単に一部でなく、前面全体を正確にマッピングすることが重要で、かつ望ましい。この目的に対して、数

種類の装置が提案されてきた。

【0003】 現在角膜の前面を測定するために使用されている1つのタイプの器具はブラシド角膜計照射の使用に依存している。前記器具により使用される技術によれば、一連の拡張平面同心円即ちリングを有するテンプレートが目前方に位置され、テンプレートを通して角膜から反射される光線が分析される。詳しくは、角膜の面に介在する状態によりリングパターンを通して反射された光線のゆがみが分析されて角膜のトポグラフィの検出を促進する。この技術の有効性は角膜の反射に対してリングパターンが正確に幾何学的に位置されるか否かによって左右されることが判る。しかしながら、重要なことは、この技術の精度はリングの直径が小さくなるにつれて大きく低減し、実際に喪失されることである。残念ながら、このことが発生するのは角膜の中心からの反射光を受光するテンプレートの中心においてである。このように最大の精度が要求される角膜のその部分において精度の低下が発生する。

【0004】 角膜の形状を分析するための別のタイプの装置では位相微分測定からのモーダル波頭推定を採用している。そのような装置の一例が、SPIE Vol 1161 (1989)に見られる「角膜のホログラフ形状分析」("Holographic Contour Analysis of the Cornea")と題するフィリップ・シー・ベーカー(Philip C. Baker)により著わされた論文に開示され、かつ論じられている。この装置の作動時、角膜の面から反射された波頭が検出され、かつ分析されて、前記面上の振動から発生する位相変化干渉を検出する。このように、干渉しま模様は評価のためにデジタル化するデータに伴って生成される。しかしながら、そのような装置にはある種の欠点がある。例えば戻り信号が極めて騒しいことである。従って、任意の再構成エラーの高度の確率がある。さらに前記技術は数値上の複雑さと、互換性の整式を決定する上で固有の問題を内包する。さらに、多分これが最も重要なことであるが、位相微分測定は非振動反射波頭の分析を必要とする。換言すれば、分析すべき信号が波頭全体に分散される。その結果、分析することが十分意味のあるしきい値をもたず信号を得るためには、使用する光源は比較的高強度の入力、即ち閃光を提供する必要がある。このことは少なくとも患者にとって不快なものである。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】 前述の説明に照らせば、本発明の目的は、最も重要な関心事である角膜の面全体を均一等質的にマッピングする、目のトポグラフィをマッピングする装置を提供することである。本発明の別の目的は重要で関心のある角膜の前面の全ての部分に対して均等に正確である目の形状をマッピングする装置を提供することである。本発明のさらに別の目的は広範

図の眼科医療に有益に使用しうる情報を提供する目のトポグラフィをマッピングする装置を提供することである。本発明のさらに別の目的は使用が比較的容易で、かつ比較的成本パフォーマンスの良い目の形状をマッピングする装置を提供することである。

【0006】

【課題を解決するための手段】目の角膜のトポグラフィをマッピングする装置の好適実施例は平行とされた単色光のビームを発生させる光源を含む。本発明の目的に対して、光源からの光線のビームは所定の曲率を有する指向性の波頭を特徴とする。この所定の曲率は、指向性波頭が平坦となるようなものが好ましい。対物レンズは光源から角膜の表面まで延びる光軸に位置し、このレンズは指向性波頭を角膜の表面に向かって集中させるために使用される。対物レンズにより集光されるにつれて、光線ビームは球形の波頭を集束させて角膜に向かって進行する。

【0007】角膜の面から反射した光線のビームは概ね光軸に沿って、かつ対物レンズを通して戻る。角膜から反射された後、反射光は、角膜のトポグラフィを示す偏差により、初期に指向された波頭とは相違する反射波頭を発生させる。反射された波頭を検出器に向かって導くよう光源と対物レンズとの間で光軸にビームスプリッタが位置している。

【0008】本発明による装置は、反射された波頭のセグメントを個別に集光するレンズアレイを含む検出器と集光されたセグメントの焦点の位置を検出する電荷結合素子とを有する。詳しくは、レンズアレイは複数の並置した円柱レンズを有する第2のレンズ層に隣接して位置された複数の並置された円柱レンズを有する第1のレンズ層を含む。このように位置すると、第1のレンズ層のレンズの長手方向軸線は第2のレンズ層のレンズの長手方向軸線に対して概ね垂直である。その結果、レンズアレイに入射する反射された波頭を有することを特徴とする光線は、円柱レンズの直径により実質的に決められる反射波のセグメントを個別に集光することにより集中せられる。次いで、これらの反射された波頭の個々に集光されたセグメントは電荷結合素子に入射され、電荷結合素子上のこれらの焦点の入射位置を角膜トポグラフィのマッピングに用いる。

【0009】目の角膜をマッピングする装置の作動において、検出器が平坦な波頭を有する光線ビームのセグメントを整合した焦点のグリッド即ちパターンに集光することが理解される。このように、もしマッピングされている角膜の部分が完全球形であるとするれば、反射された波頭は平坦であり、このような整合したグリッドパターンが提供される。他方、レンズアレイを通過している平坦な波頭でない反射波頭は、セグメントの焦点を移動させる即ち非整合とする偏差を有する。非整合を含むセグメントの焦点の実際のパターンを検出し、続いて計算し

て角膜のトポグラフィをマッピングするために使用するようこのパターンを提供するために電荷結合素子が用いられる。

【0010】本発明の代替実施例においては、ビームスプリッタを偏光ビームスプリッタで代替し、四分の一波プレートが追加されている。詳しくは、単色の偏光された光線が偏光ビームスプリッタを通して光軸に沿って導かれ、次いで角膜への途中で四分の一波プレートにより回転させられる。角膜から反射された光線は次いで再び四分の一波プレートにより回転させられ送入されている波に対して垂直に偏光され、次いで偏光されたビームスプリッタにより光軸からそらされ検出器に向かって導かれる。

【0011】本発明の目的に対して、光源はレーザダイオードとコリメータレンズとの組合せであることが好ましい。しかしながら、光源はコリメータレンズとスペクトルフィルタを備えた白熱光源の組合せでよく、前記フィルタは白熱光源に対して位置され単色光線を角膜に向かって通す。

【0012】構造並びに作動の双方に関する本発明の新規な特徴並びに発明そのものは、同様部材を同じ参照符号で指示している添付図面から、以下の説明と関連して最良に理解される。

【0013】

【実施例】まず図1を参照すれば、本発明による角膜のトポグラフィをマッピングする装置は光源10を含むことが判る。重要なことは、光源10がコリメータレンズ14により平行とされる単色光線のビーム12を発生させることである。光源10は当該技術分野で周知のいずれかのタイプのレーザダイオードであることが好ましい。例えば、820nmの波長を有する光線を放射するレーザダイオードが本発明に対して適当である。しかしながら、光源10はスペクトルフィルタを有する白熱ランプでよい。いずれにしても、光源10はコリメータレンズ14と組み合わされて単色光線の可干渉性のビーム12を発生させる必要がある。

【0014】当該技術分野の専門家には認められるように、光源10により発生する平行とされた単色光線のビーム12は、平坦であって、矢印20で示す方向に本装置の光軸18に沿って進行する指向性の波頭16を有することを特徴とする。指向性波頭16の所定の曲がりは平坦であることが好ましいが、本装置を種々の所定の曲がりを有する指向性波頭16を許容するように修正することが可能である。しかしながら、指向性波頭16はある所定の曲がりを有していることが重要である。

【0015】当該技術分野において周知のいずれかのタイプの50/50ビームスプリッタ22が光軸18に位置され、ビーム12を望遠鏡ユニット24に向かって通す。図1に示すように、望遠鏡ユニット24は一對のレンズ26、28を含み、該レンズはビーム12か矢印20の

方向に光軸18に沿って進行するにつれて該ビームを拡張するよう周知の形態で光学的に配置されている。別の50/50ビームスプリッタ30が光軸18に位置し、ビーム18をそらせ、結果的に指向性波頭16を対物レンズ32に向かって導く。

【0016】本発明によれば、対物レンズ32は、角膜38の曲り36の中心にビーム12を集中すべく目34に対して位置される。このように、指向性の波16は対物レンズ32から出て、角膜38の曲り36の中心に向かって収束する球形の波頭として進行する。曲率半径（即ち曲り36の中心から角膜38の前面までの距離）の大きさとして約7.8ミリである。通常目34に対して、角膜38の中心（例えば直径が約4ミリの円形部分）はその形状は球形であると考えれば概ね正確である。従って、球形の角膜38に対して、波頭16の全ての光線は角膜38を同時に衝突し、同じ軌道に沿って反射される。

【0017】図2を参照すれば、当該光学装置がさらに完全に認識できる。図2を参照して、まず球形の角膜38の表面部分40を検討する。対物レンズ32により焦点の合わされた後の指向性の波頭16も波形であるので、波頭16の光線42は角膜38の表面部分40に対して直角の方向を進行する。このように、光線42が矢印20により指示される方向で前記表面部分40に近接するので、該光線は矢印44の方向で同じ軌道に沿って反射される。この状態は、収れんしている球形波頭16が目34の球形面部分40に入射するときも発生する。

【0018】しかしながら、角膜38は非球形であって、くぼみ46のような不規則を有することがある。くぼみ46が指向性波頭16に影響を与える態様を理解するために、くぼみ46の領域において角膜38に入射する波頭16の光線48を検討する。光線48が角膜38と衝突する点50においては、角膜38に対して直角の方向は線52により表わされることが判る。当該技術分野の専門家には周知のように、直角方向から測定した光線の入射角はこの同じ直角方向から測定した反射角と等しい。その結果、方向性波頭16の光線48が入射角54で角膜38の点50に衝突するにつれて、光線48は入射角54に等しい反射角56で角膜38から反射される。関連の大きさを認識するために、角膜38における6個のジオブタクぼみ46が光線48を約15分の円弧の角度にわたり角膜38から反射するようにさせるものとする。このように、そのような場合、入射角54と反射角56の双方は約7.5分の円弧に概ね等しい。いずれにしても、指向性波頭16における光線の全ては、直角の光線および傾斜した光線を含み、反射された波頭58として角膜38から反射される。

【0019】図1に示すように、指向性波頭16が角膜38に入射した後、波頭は反射された波頭58として戻り、矢印60で示す方向に光軸18に沿って戻る。さら

に、説明の都合上、反射された波頭58は、角膜38の前面でのトポグラフィ収差（例えばくぼみ46）を示す偏差62を伴ったものとして示している。詳しくは、偏差62は波頭が対物レンズ32を通過した前後に反射された波頭58上に示されている。

【0020】図1においては、反射された波頭58はビームスプリッタ30によって望遠鏡ユニット24を通して反射し戻され、次いでビームスプリッタ22により光軸18からそらせられる。次いで、そらせられた反射波頭58は、レンズアレイ64と電荷結合素子(CCD)66とを含む検出器に入射する。詳しくは、レンズアレイ64に入射する光線はレンズアレイ64によりセグメントの形で集中され、CCD66に集光される。

【0021】図3は、レンズアレイ64が第2の、即ち下方のレンズ層70に隣接位置している第1の、即ち上方のレンズ層68を含んでいることを示す。詳しくは、レンズ層68は複数の並置した円柱レンズ72からなる。同様に、レンズ層70は複数の並置した円柱レンズ74からなる。図示のように、レンズ層68の円柱レンズ72はそれぞれの長手方向軸線を図示したX方向に整合させて位置している。他方、レンズ層70の円柱レンズ74はレンズ72に対して直角に位置し、それぞれの長手方向軸線を図示のY方向に整合させている。

【0022】反射された波頭58に対するレンズアレイ64の作用は図4および図5から最良に理解され、偏差62を含む反射された波頭58は平坦部分76と傾斜部分78の双方の種々組合せを有することを特徴とする。まず、図4に示す反射された波頭58の平坦部分76を検討してみる。この部分76の光線が円柱レンズ72aを通過するにつれて、レンズ72aの長手方向軸線に対して平行の理論的焦点線（図示なし）に向かって収束する。しかしながら、それらはレンズ72aの長手方向軸線に沿っては収束しない。次いで、これらの同じ光線が円柱レンズ74aを通過するにつれて、レンズ72aの焦点線に対して理論的には垂直である焦点線（図示せず）上に収束するよう焦点が合わされる。レンズ72aと74aとの焦点合わせを組み合わせた結果、平坦部分76における光線は、理論的な焦点線の交差点で、かつCCD66の面82に位置する焦点80に対して焦点が合わされる。対照的に、反射された波頭58の傾斜部分78に対するレンズアレイ64の作用について検討する。レンズ72aは依然としてレンズ72aの長手方向軸線に対して平行の理論的な焦点線に収束するよう光線を集光するが、傾斜部分78の傾斜のためこの光線はレンズ72aの長手方向軸線に沿って移動する。この光線が次に円柱レンズ74bを通るにつれて、以前の平坦部分76の場合と同様、レンズ74bの長手方向軸線に対して平行の理論線上に集光される。再び、レンズ72aおよび74bの焦点合わせを組み合わせることににより焦点が得られる。しかしながら、この場合、傾斜部分78

の光線は、傾斜部分78が平坦であったとすればその光線が集光されたであろう点86から $\Delta X_1$ の距離だけシフトした焦点84に集光される。

【0023】平坦部分76および傾斜部分78に対して用いたものと同様の分析により、図4に示す傾斜部分88での光線は、傾斜部分88が平坦であったとすればその光線が集光されたであろう点92から $\Delta X_1$ の距離だけシフトした焦点90に円柱レンズ72aおよび円柱レンズ74cにより集光される。

【0024】y方向における反射された波頭58に対するレンズアレイ64の作用は図5を参照すれば最良に理解できる。ここでも、x方向に沿った場合と同様に反射された波頭58は、平坦部分94と傾斜部分96の双方の種々組合せを有することを特徴とする。前述のものと同一分析を用いて、円柱レンズ72c、74aを通る平坦部分94における光線はシフトしていない焦点に集光される。他方、傾斜部分96における光線は $\Delta Y$ の距離だけシフトし、かつ前記傾斜部分96が平坦であったとすれば集光されたであろう点102から $\Delta Y$ の距離だけ離れた焦点100に対して集光される。

【0025】前述のことを念頭におけば、各円柱レンズ72、74の直径がdである場合、反射された波頭58は、長さdの辺を有する隣接する四角のセグメントに効果的に分割される。本発明に対して、各レンズ層68、70はそれぞれ11個の円柱レンズ72、74を含んでいる。さらに、各円柱レンズ72、74は直径が1ミリ（即ち、dが1ミリに等しい）であることが好ましい。その結果、レンズアレイ64は反射された波頭58を個々に、それぞれ1ミリ平方である121個の個別のセグメントとなるよう集光する。このように、反射された波頭58の光線は各セグメントにおいてレンズアレイ64により集中され、CCD66の表面82に集光される。本発明に対して、レンズアレイ64は角膜38に十分近く光学的に位置され、そのため反射された波頭58の各セグメントにおける光線は指向性の波頭16の各々対応するセグメントに初期的に位置する。このことは、角膜38から角度をつけて反射された光線も含む全ての光線に対して効果的な場合である。このようになる理由は、例えばくぼみ48のような角膜の不規則の結果として光線が角膜38から反射する場合反射角は通常15分以下であるためである。

【0026】図6の(A)と(B)とは反射した波頭58がレンズアレイ64を通る結果でのCCD66の面82上の焦点の位置を示す。詳しくは図6の(A)は、もし反射した波頭58が平坦であったとすれば得られたであろう整合した焦点80のグリッド即ちパターンを示す。この図は角膜38が球形である場合のものである。他方、図6の(B)は反射した波頭58が角膜38上のくぼみ46による偏差を含む場合を示す。詳しくは、図6の(B)は角膜38上のくぼみ46のため $\Delta X$ および $\Delta Y$ の距離を

移動した代表的な焦点104を示す。本明細書で説明している偏差62は例えばくぼみ46を用いているが、角膜38は隆起（図示せず）並びにくぼみをその表面で有しうることが認められる。表面の不規則が隆起であるか、くぼみであるかは本発明による角膜トポグラフィのマッピング装置の機能には何ら差異がない。いずれの場合も、光学物理学の同じ基本原理が採用される。

【0027】当該技術の専門家には認められるように、CCD66の表面82は、該面82での種々の焦点において光線の強度が増大するとそれに応答する過剰の色素（図示せず）を含んでいる可能性がある。電子素子（図示せず）を用いることにより、焦点を相互に対して関連づけて方向づけし、かつ所定のパターンからの偏位を用いて角膜38のトポグラフィをマッピングすることができる。さらに、適当な数学計算（例えばテラ級数）を用いることにより各種の焦点の間の角膜38の面のトポグラフィを十分な正確さで平均化することができる。詳しくは、習熟した数学者であれば、適当な多項式を適正に計算することにより、角膜38の平均化した面を計算するようにアルゴリズムを構成することができる。換言し、かつ若干単純化して述べれば、CCD66により展開された情報（例えば図6の(B)に示す焦点102のパターン）を角膜トポグラフィの概略モデル（例えば、図2に示す面部分40）に変換するよう当該技術分野の専門家によってアルゴリズムを公式化することができる。

【0028】例として、図6の(A)は球形の角膜38を示す焦点の整合したグリッドを示す。しかしながら、角膜38におけるくぼみ（例えばくぼみ46）は反射した波頭58が、例えば図6の(B)に示すような焦点のパターンを生成するようにさせる。もしそうであれば、各焦点104の種々の偏差 $\Delta X$ および $\Delta Y$ を用いて角膜のトポグラフィをマッピングすることができる。

【0029】角膜のトポグラフィをマッピングする装置の較正は、指向性波頭16を角膜38によって反射させることなくまずレンズ64を通してそれさせることにより達成することができる。このように、例えば図6の(A)に示す基本パターンを生成し、それを用いて、角膜38から反射された図6の(B)に示すもののような実際のパターンと比較することができる。

【0030】前述したように角膜のトポグラフィをマッピングする装置の代替実施例において、光源10はレーザダイオードでなくむしろ白熱光線であり。しかしながら、もし白熱光線が使用されたとすれば、単色光線のビーム12を作るためにスペクトルフィルタが必要とされる。いずれの場合においては、ビーム12での光線が平行となるよう保証するためにコリメータレンズ14を採用する必要がある。

【0031】また偏光ビームスプリッタとしてビームスプリッタ22を組み込むことができる。もしそのように組み込まれるとすれば、偏光ビームスプリッタ22と角

膜 3 8 との間のどこかで光軸 1 8 に四分の一波プレート 1 0 8 を位置させる必要がある。四分の一波プレート 1 0 8 は図 1 に示すようにビームスプリッタ 3 0 と対物レンズ 3 2 との間に位置することが好ましい。そのように位置すると、四分の一波プレート 1 0 8 は当該技術分野の専門家に周知の要領でビーム 1 2 の光線を効果的に回転させることにより反射した波頭 5 8 が偏光ビームスプリッタ 2 2 により光軸 1 8 からそらされレンズアレイ 6 4 に向かう。

【0032】図 1 を参照すれば認められるように、本発明の装置は外科レーザシステム 1 1 0 と共に使用することができる。詳しくは、外科レーザシステム 1 1 0 は眼科手術を実行するために当該技術分野で周知の要領でレーザ切断ビーム 1 1 2 を角膜 3 8 に向かって指向するようにビームスプリッタ 3 0 に対して光学的に位置させることができる。

【0033】本明細書において図示し、かつ詳細に説明した角膜トポグラフィをマッピングする特定の装置は前述した目的を完全に達成し、かつ利点を提供することができるが、それは本発明の現在好適な実施例の単なる例示であり、かつ特許請求の範囲に規定のもの以外の本明細書に示す構造あるいは構成の詳細に限定が加えられないことを理解すべきである。

#### 【図面の簡単な説明】

【図 1】患者の目と角膜とに関連して示す本発明の装置の相互作用する要素の概略線図。

【図 2】目の角膜に対して入射し、かつ反射された光線を示す概略断面図。

【図 3】判りやすくするために一部を破断して示す本発明のレンズアレイの斜視図。

【図 4】入力された反射波頭と電荷結合素子との双方に対する関係で図 3 の線 4-4 に沿って見たレンズアレイの一部の断面図。

\*【図 5】入力された反射波頭と電荷結合素子との双方に対する関係で図 3 の線 5-5 に沿って見たレンズアレイの一部の断面図。

【図 6】(A) は本発明の装置により検出された、完全に球形の角膜を示すセグメントの焦点のグリッドパターンを示す図。(B) は角膜上の不規則を示す、本発明の装置により検出されたセグメントの焦点のグリッドパターンを示す図。

#### 【符号の説明】

- 10 光源
- 12 ビーム
- 14 コリメートレンズ
- 16 指向性波頭
- 18 光軸
- 22 偏光ビームスプリッタ
- 24 望遠鏡ユニット
- 30 ビームスプリッタ
- 32 対物レンズ
- 34 目
- 36 曲率
- 38 角膜
- 46 くぼみ
- 58 反射波頭
- 62 偏差
- 64 レンズアレイ
- 66 電荷結合素子
- 68 上方レンズ層
- 70 下方レンズ層
- 72 円柱レンズ
- 74 円柱レンズ
- 108 四分の一波プレート
- 110 外科レーザシステム
- 112 レーザ切断ビーム

Fig 2 【図 2】

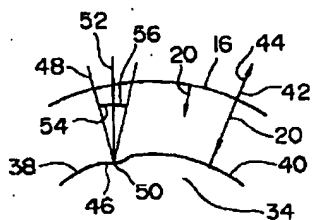


Fig 3 【図 3】

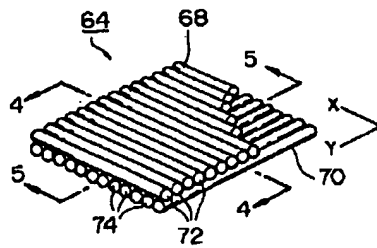
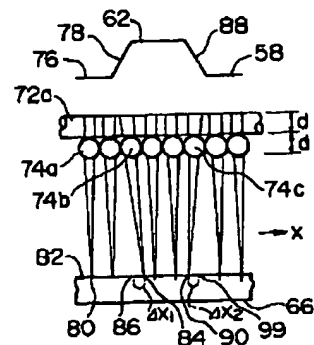


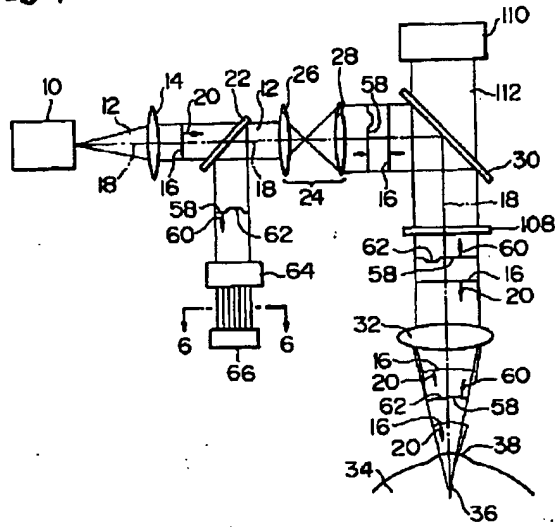
Fig 4 【図 4】





【図1】

Fig 1



【図5】

Fig 5

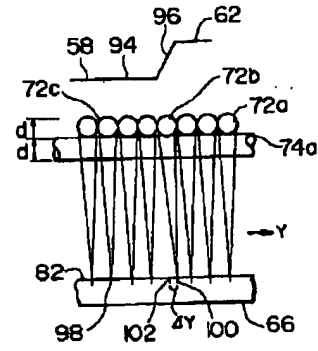


Fig 6

【図6】

